

**BIO-SIGNAL MEASURING APPARATUS**

[71] **Applicant:** TERUMO CORP

[72] **Inventors:** HIRANO TOSHINORI;  
YAMAGUCHI KEIJI; GO  
TAKAFUMI; FUJII TADASHI

[21] **Application No.:** JP1986245195A

[22] **Filed:** 19861017

[43] **Published:** 19880502

[30] **Priority:** JP JP1986245195A 19861017

[No drawing]

[Go to Fulltext](#)

[Get PDF](#)

[57] **Abstract:**

[52] **US Class:**

[51] **Int'l Class:** A61B00050452 A61B00050432 G06F001700

[52] **ECLA:** A61B00050432 A61B00050452B G06F001700D4C

## ⑪ 公開特許公報 (A) 昭63-99840

⑫ Int. Cl.  
A 61 B 5/04識別記号  
3 1 2厅内整理番号  
A-7916-4C

⑬ 公開 昭和63年(1988)5月2日

審査請求 未請求 発明の数 3 (全28頁)

## ⑭ 発明の名称 生体信号計測装置

⑮ 特 願 昭61-245195

⑯ 出 願 昭61(1986)10月17日

⑰ 発明者 平野 俊典 神奈川県横浜市港北区新吉田町3785-7

⑱ 発明者 山口 康二 静岡県清水市北矢部818-10

⑲ 発明者 郷 崇文 静岡県富士宮市大宮2517番地 テルモ株式会社富士見寮内

⑳ 発明者 藤井 正 静岡県富士宮市大宮2551番地の16

㉑ 出願人 テルモ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号

㉒ 代理人 弁理士 香取 孝雄

## 明細書

## 1. 発明の名称

生体信号計測装置

## 2. 特許請求の範囲

1. 所定の時間にわたって被検者の生体信号を計測および解析して記憶し、計測および解析された結果を出力する計測手段と。

該計測手段により出力されたデータを表示する表示手段と。

生体信号解析用データを前記計測手段へ入力する入力手段とを有し、

該入力手段により、計測される生体に特有の生体信号解析用データをあらかじめ前記計測手段へ入力することにより、被検者の生体信号の特徴を学習させることを特徴とする生体信号計測装置。

2. 所定の時間にわたって、被検者の生体信号を計測および解析して記憶し、計測および解析された結果を出力する計測手段と。

該計測手段と接続可能に構成され、計測される

生体に特有の生体信号解析用データをあらかじめ前記計測手段へ入力する入力手段と。

前記計測および解析された結果を表示する表示手段とを有し、

前記計測手段は、前記生体信号解析用データを前記入力手段により入力された後、被検者の生体信号を所定の時間にわたって計測するとともに該計測した生体信号を前記生体信号解析用データにより実時間で解析した結果の生体信号を記憶し、該記憶された生体信号を所定時間の計測の終了後に、前記生体信号表示手段へ出力することを特徴とする生体信号計測装置。

3. 前記計測手段は、前記計測を行う前に、学習用計測として所定の時間生体信号を計測するとともに該生体信号を解析し、正常、異常の判定を行いうものである。

前記入力手段は、該判定に用いられる前記生体信号解析用データの初期値を前記計測手段にあらかじめ入力しておくとともに、該計測手段により計測解析された生体信号および解析結果を前記表

示手段により出力し、出力された生体信号に対する検査者の判定に基づく前記生体信号解析用データの修正値を前記計測手段へ入力することを特徴とする特許請求の範囲第2項記載の生体信号計測装置。

4. 前記生体信号が心電信号であることを特徴とする特許請求の範囲第2項または第3項記載の生体信号計測装置。

5. 前記計測手段は、特徴2により前記生体信号を判定するものであり、

前記入力手段は、前記字母用計測において前記計測手段により計測され、検査者により判定された正常および異常の生体信号の各種特徴量を判定し、

該特徴量ごとに正常および異常のヒストグラムを作成し、

該ヒストグラムにおける正常と異常の分離度をそれぞれ測定し、

該分離度の最も高い前記特徴量を生体信号の判定用に選択し、

8. 前記相関係数CORRIは、QRS波形 $\vec{F}$ およびテンプレート $\vec{T}_1$ により式 $CORRI = \vec{T}_1 \cdot \vec{F} / |\vec{T}_1||\vec{F}|$ で表され、

前記計測手段は、前記QRS波形 $\vec{F}$ が前記テンプレート $\vec{T}_1$ と相関があると判定するための条件として、前記相関係数CORRIと該相関係数の閾値TCRとの間に、 $CORRI > TCR$

の関係が成立することを用いることを特徴とする特許請求の範囲第7項記載の生体信号計測装置。

9. 前記計測手段は、前記QRS波形 $\vec{F}$ が前記テンプレート $\vec{T}_1$ と相関があると判定するための条件として、さらに、式

$DNORM = ABS((\vec{F}_1 - \vec{T}_1) / |\vec{T}_1|)$ により求めたノルムの差の場合はDNORMと該ノルムの差の合計の閾値TNとの間に、 $DNORM < TN$

の関係が成立することを用いることを特徴とする特許請求の範囲第8項記載の生体信号計測装置。

10. 前記計測手段は、前記テンプレートマッチン

該特徴量の閾値を該特徴量の分離度によって決定し、

該特徴量の閾値を前記計測手段へ入力することを特徴とする特許請求の範囲第4項記載の生体信号計測装置。

6. 前記計測量はQRS部分の面積、ピーク値および面積をピーク値で割った値であることを特徴とする特許請求の範囲第5項記載の生体信号計測装置。

7. 前記計測手段は、テンプレートマッチング法により前記生体信号を判定するものあり、

前記入力手段は、前記字母用計測において前記計測手段により計測され、検査者により判定された正常および異常の生体信号からテンプレートマッチング用に用いるテンプレートを作成するとともに、該生体信号に基づきテンプレートマッチングを判定するための相関係数の閾値を設定し、

該テンプレートおよび相関係数の閾値を前記計測手段へ入力することを特徴とする特許請求の範囲第4項記載の生体信号計測装置。

グに用いるテンプレートとして、古いテンプレート $\vec{T}_{10}$ 、QRS波形 $\vec{F}$ およびテンプレートの更新率URにより式

$$\vec{T}_{10} = (1 - UR)\vec{T}_{10} + UR \cdot \vec{F}$$

で求められる更新されたテンプレート $\vec{T}_{10}$ を用いることを特徴とする特許請求の範囲第7項ないし第9項のいずれかに記載の生体信号計測装置。

11. 前記計測手段は、入力される心電信号の波形信号の絶対値が所定の閾値を超えている場合にQRS部分を検出することを特徴とする特許請求の範囲第5項ないし第10項のいずれかに記載の生体信号計測装置。

12. 所定の時間にわたって被検者の生体信号を計測および解析し、解析されたデータを出力する生体信号計測装置において、

あらかじめ生体信号解析用データを入力することにより、被検者の生体信号の特徴を学習させることを特徴とする生体信号計測装置。

13. 前記生体信号計測装置は、所定の時間にわたりて被検者の生体信号を計測する計測手段と、

該計測手段により計測した生体信号を解析する解析手段と。

該解析手段による解析の結果を記憶する記憶手段と。

前記計測および解析の終了後に前記記憶手段に記憶されたデータを出力する出力手段とを有し、

前記計測を行う前に前記計測手段により計測された被検者の生体信号を前記出力手段から出力し、該生体信号に対する検査者の判定に基づいて設定された被検者の生体信号の特徴を含む生体信号解析用データをあらかじめ記憶させておくことを特徴とする特許請求の範囲第12項記載の生体信号計測装置。

14. 前記計測を行う前に、前記解析手段に前記生体信号解析用データの初期値をあらかじめ入力しておき、前記計測手段により字音用計測として所定の時間前記生体信号を計測するとともに前記解析手段により該生体信号を解析して正常、異常の判定を行い、該判定の結果を前記出力手段により出力し、出力された生体信号に対する検査者の判定

該特徴量の閾値を前記解析手段へ入力することを特徴とする特許請求の範囲第15項記載の生体信号計測装置。

17. 前記特徴量はQRS部分の面積、ピーク値および面積をピーク値で割った値であることを特徴とする特許請求の範囲第16項記載の生体信号計測装置。

18. 前記解析手段は、テンプレートマッチング法により前記生体信号を判定するものであり、

前記学習用計測において前記計測手段により計測され、検査者により判定された正常および異常の生体信号からテンプレートマッチングに用いるテンプレートを作成するとともに、該生体信号に基づきテンプレートマッチングを判定するための相関係数の閾値を設定し、

該テンプレートおよび相関係数の閾値を前記解析手段へ入力することを特徴とする特許請求の範囲第15項記載の生体信号計測装置。

19. 前記相関係数CORRIは、QRS波形F<sub>i</sub>およびテンプレートT<sub>i</sub>により式CORRI = T<sub>i</sub> · F<sub>i</sub> / |T<sub>i</sub>|·|F<sub>i</sub>|

定に依づく前記生体信号解析用データの修正値を前記解析手段へ入力することを特徴とする特許請求の範囲第13項記載の生体信号計測装置。

15. 前記生体信号が心電信号であることを特徴とする特許請求の範囲第12項ないし第14項のいずれかに記載の生体信号計測装置。

16. 前記解析手段は、特徴量により前記生体信号を判定するものあり、

該判定に用いられる特徴量は、前記学習用計測において前記計測手段により計測され、検査者により判定された正常および異常の生体信号の各種特徴量を測定し、

該特徴量ごとに正常および異常の生体信号のヒストグラムを作成し、

該ヒストグラムにおける正常と異常の分離度をそれぞれ測定し、

該分離度の最も高い前記特徴量を生体信号の判定用に選択し、

該特徴量の閾値を該特徴量の分離度に従って決定し、

で記され、

前記解析手段は、前記QRS波形F<sub>i</sub>が前記テンプレートT<sub>i</sub>と相間があると判定するための条件として、前記相関係数CORRIと該相関係数の閾値TCRとの間に、CORRI > TCRの関係が成立することを用いることを特徴とする特許請求の範囲第18項記載の生体信号計測装置。

20. 前記解析手段は、前記QRS波形F<sub>i</sub>が前記テンプレートT<sub>i</sub>と相間があると判定するための条件として、さらに、式

$DHORN = \text{ABS}(|F_i| - |T_i|) / |T_i|$ により求めたノルムの差の割合DHORNと該ノルムの差の割合の閾値THとの間に、DHORN < THの関係が成立することを用いることを特徴とする特許請求の範囲第19項記載の生体信号計測装置。

21. 前記解析手段は、前記テンプレートマッチングに用いるテンプレートとして、古いテンプレートT<sub>i-1</sub>、QRS波形F<sub>i</sub>およびテンプレートの更新値

$$UR \text{により式 } T_{1a} = (1 - UR)T_{1b} + UR \cdot F$$

で求められる更新されたテンプレート  $T_{1b}$  を用いることを特徴とする特許請求の範囲第18項ないし第20項のいずれかに記載の生体信号計測装置。

22. 前記解析手段は、入力される心電信号の微分信号の絶対値が所定の閾値を超えている場合にQRS部分を検出することを特徴とする特許請求の範囲第18項ないし第21項のいずれかに記載の生体信号計測装置。

### 3. 発明の詳細な説明

#### I. 発明の背景

#### A. 技術分野

本発明は生体からの信号を所定時間計測する装置に関するもので、特に生体からの信号を実時間で解析する生体信号計測装置に関するものである。

#### B. 先行技術とその問題点

近年医療分野においては、心電図、血圧等を測定する臨床検査が日常的に行われている。

これらの検査は通常は診療所、病院等の医療施設内で医師あるいは臨床検査技師の管理下に、ごく限られた時間内で実施されている。しかしながら、このような限られた時間内の検査では発見できない疾患が存在する。

例えば一過性の心臓疾患（不整脈）の場合には、心電図に異常な波形が常に現われるわけではなく、現われる時間の間隔が大きいことが多い。短時間の検査で発見できる確率が低く、このため、短時間の検査により確定診断を行うことは困難である場合が多い。

そこで、このような疾患を発見するために、長時間にわたって心電図を計測する方法が考案されている。この方法は、長時間心電図、通称ホルター心電図といわれ、日常生活の中で1日、24時間の間、拘束可能な心電計を被検者の身体に装着し、心電波形を磁気テープに収録記録し、後に磁気テープ再生装置により心電波形を再生して医師等の検査者が観察し、異常を発見し、一過性の心臓疾患等の診断を行おうとするものである。

磁気テープに記録された心電波形の再生は量が多いため高速で行われる。したがって医師等の検査者が高速で再生される大量の心電波形を見て診断することは負担の多い作業となっていた。

このように、一過性的、ごくまれにしか出現しない不整脈を発見するために、24時間分の心電波形のすべてを再生し、多くの時間を費やして解析することは駄目な作業が多く、全体としての検査の効率が低い。

このような不適切性を解消するため、記録した多量の磁気テープを高速再生（例えば60倍あるいは

120倍の高速再生）し、装置により所定の方法で波形を目撃解析させ、その結果、異常と判断された部分のみを表示させ、これを検査者が検査する方法も実施されている。しかし、磁気テープを高速再生し、心電波形のデータが高速で入力されるため、マイクロコンピュータ等を用いて解析しようとすると、解析時間が充分とれないと、解析の精度を上げることが困難となっているのが現状である。

そこで最近、長時間、心電図を収集しながら同時に、すなわち実時間で心電波形解析を自動的にを行い、その結果、異常と判定された心電波形のみを磁気テープまたはICメモリ等に記憶させ、後日医師のもとで表示装置にこれらの異常波形および解析結果を表示し、必要に応じてプリントアウトし、医師がその結果を確認する方法が行われている。この方法では前記の方法に比べて、解析時間が充分とれ（60倍あるいは120倍の時間）、解析精度の向上が計られる。

このような長時間心電計における実時間解析

においては、24時間の全ての心電波形が検査されるのではなく、波形の自動解析により異常と判定された波形のみが記録されている。したがって、自動解析により正常と判定された波形は記録が残っていないから、この中に異常波形があったとしても検査者が検査することはできない。

このように実時間解析においては、異常波形の見落しがないことが極めて重要であり、また、検査者の検査の手間を少なくするために、正常波形を異常と判定しないことも重要である。

しかし、心電波形には被検者の個人的特徴（個人差）が現れるため、一定の基準により正常か異常かを自動的に判定すると、誤りが発生する事が高くなる傾向がある。

すなわち、心電波形においては、波形信号のレベルが大きく変化するQRS部分を検出して、このQRS部分の面積、振幅（高さ）、タイムインデックス（幅の指標）の値が予定の閾値を超えたか否かにより正常か異常かを判定するが、これらの閾値には個人差があるため、24時間計測を行いながら

の個人的な特徴を考慮して精度の高い長時間解析を行うことのできる長時間生体信号計測装置を提供することを目的とする。

本発明は第1図に示すように、長時間計測手段10と計測制御出力手段20とを有するものである。

本発明はまた、同図の長時間計測手段10についてのものである。

本発明によれば、所定の時間にわたって被検者の生体信号を計測および解析して記録し、計測および解析された結果を出力する計測手段と、計測手段により出力されたデータを表示する表示手段と、生体信号解析用データを計測手段へ入力する入力手段とを有し、入力手段により、計測される生体に特有の生体信号解析用データをあらかじめ計測手段へ入力することにより、被検者の生体信号の特徴を学習させることを特徴とするものである。

また、本発明によれば、所定の時間にわたって、被検者の生体信号を計測および解析して記録

し実時間解析を行なう場合にどのように閾値を設定しても、判定には誤りが発生する率が高くなるおそれがある。

例えば不整脈の中でも最も問題のある心室性期外収縮を精度良く正確に検出しようとする試みがなされており、この場合には、前記のQRS部分のタイムインデックス（QRS幅の指標）を測定し、これが所定の閾値を超えているか否かにより心室性期外収縮の有無を判断している。しかし、QRS幅指標の正常値と異常値との境界となる閾値は絶対的に定められるものではなく、個人差があり、また、同一人においても日内あるいは日産変動があることがよく知られている。すなわち同一のQRS幅指標の値が得られても、正常の場合と異常の場合とがある。したがって、閾値を一概的に固定化して正常、異常を判定すると誤りが生じることを防止できない。

## II. 発明の目的

本発明はこのような従来技術の欠点を解消し、長時間の生体信号計測において、計測される波形

し、計測および解析された結果を出力する計測手段と、計測手段と接続可能に構成され、計測される生体に特有の生体信号解析用データをあらかじめ計測手段へ入力する入力手段と、計測および解析された結果を表示する表示手段とを有し、計測手段は、生体信号解析用データを入力手段により入力された後、被検者の生体信号を所定の時間にわたって計測するとともに計測した生体信号を生体信号解析用データにより更時間で解析した結果の生体信号を記録し、記録された生体信号を所定時間の計測の終了後に、生体信号表示手段へ出力することを特徴とするものである。

本発明の一つの特徴によれば、計測手段は、計測を行う前に、学習用計測として所定の時間生体信号を計測するとともに生体信号を解析し、正常、異常の判定を行なうものであり、入力手段は、判定に用いられる生体信号解析用データの初期値を計測手段にあらかじめ入力しておくとともに、計測手段により計測解析された生体信号および解析結果を表示手段により出力し、出力された生体

信号に対する検査者の判定に基づく生体信号解析用データの修正値を計測手段へ入力することができる。

本発明の他の特徴によれば、生体信号が心電信号であることができる。

本発明の他の特徴によれば、計測手段は、特徴量により生体信号を判定するものであり、入力手段は、学習用計測において計測手段により計測され、検査者により判定された正常および異常の生体信号からテンプレートマッチングに用いるテンプレートを作成するとともに、生体信号に基づきテンプレートマッチングを判定するための相関係数の閾値を設定し、テンプレートおよび相関係数の閾値を計測手段へ入力することができる。

本発明の他の特徴によれば、特徴量はQRS部分の面積、ピーク値および面積をピーク値で割った値であることができる。

本発明の他の特徴によれば、計測手段は、テン

$DNORM = ABS(\bar{F}_1 - \bar{F}_2) / \bar{F}_1$ により求めたノルムの差の割合  $DNORM$  とノルムの差の割合の閾値  $TH$  との間に、 $DNORM < TH$

の関係が成立することを用いることができる。

本発明の他の特徴によれば、計測手段は、テンプレートマッチングに用いるテンプレートとして、古いテンプレート  $\bar{T}_{old}$ 、QRS波形  $\bar{F}$  およびテンプレートの更新率  $UR$  により式

$$\bar{T}_{new} = (1 - UR)\bar{T}_{old} + UR \cdot \bar{F}$$

で求められる更新されたテンプレート  $\bar{T}_{new}$  を用いることができる。

本発明の他の特徴によれば、計測手段は、入力される心電信号の微分信号の絶対値が所定の閾値を超えている場合にQRS部分を検出することができる。

また、本発明によれば、所定の時間にわたって被検者の生体信号を計測および解析し、解析されたデータを出力する生体信号計測装置において、あらかじめ生体信号解析用データを入力することにより、被検者の生体信号の特徴を学習させるこ

プレートマッチング法により生体信号を判定するものであり、入力手段は、学習用計測において計測手段により計測され、検査者により判定された正常および異常の生体信号からテンプレートマッチングに用いるテンプレートを作成するとともに、生体信号に基づきテンプレートマッチングを判定するための相関係数の閾値を設定し、テンプレートおよび相関係数の閾値を計測手段へ入力することができる。

本発明の他の特徴によれば、相関係数  $CORRI$  は、QRS波形  $\bar{F}$  およびテンプレート  $\bar{T}_1$  により式

$$CORRI = \bar{T}_1 \cdot \bar{F} / |\bar{T}_1||\bar{F}|$$

で表され、計測手段は、QRS波形  $\bar{F}$  がテンプレート  $\bar{T}_1$  と相関があると判定するための条件として、相関係数  $CORRI$  と相関係数の閾値  $TCR$  との間に、  
 $CORRI > TCR$

の関係が成立することを用いることができる。

本発明の他の特徴によれば、計測手段は、QRS波形  $\bar{F}$  がテンプレート  $\bar{T}_1$  と相関があると判定するための条件として、さらに、式

とを特徴とするものである。

本発明の一つの特徴によれば、生体信号計測装置は、所定の時間にわたって被検者の生体信号を計測する計測手段と、計測手段により計測した生体信号を解析する解析手段と、解析手段による解析の結果を記憶する記憶手段と、計測および解析の終了後に記憶手段に記憶されたデータを出力する出力手段とを有し、計測を行なう前に計測手段により計測された被検者の生体信号を出力手段から出力し、生体信号に対する検査者の判定に基づいて設定された被検者の生体信号の特徴を含む生体信号解析用データをあらかじめ記憶させておくことができる。

本発明の他の特徴によれば、計測を行なう前に、解析手段に生体信号解析用データの初期値をあらかじめ入力しておき、計測手段により学習用計測として所定の時間生体信号を計測するとともに解析手段により生体信号を解析して正常、異常の判定を行い、判定の結果を出力手段により出力し、出力された生体信号に対する検査者の肯定に基づ

く生体信号解析用データの修正値を解析手段へ入力することができる。

本発明の他の特徴によれば、生体信号が心電信号であることができる。

本発明の他の特徴によれば、解析手段は、特徴量により生体信号を判定するものであり、判定に用いられる特徴量は、学習用計測において計測手段により計測され、検査者により判定された正常および異常の生体信号の各種特徴量を構成し、特徴量ごとに正常および異常の生体信号のヒストグラムを作成し、ヒストグラムにおける正常と異常の分離度をそれぞれ調査し、分離度の最も高い特徴量を生体信号の判定用に選択し、特徴量の閾値を特徴量の分離度に従って決定し、特徴量の閾値を解析手段へ入力することができる。

本発明の他の特徴によれば、特徴量はQRS部分の面積、ピーク値および面積をピーク値で割った値であることができる。

本発明の他の特徴によれば、解析手段は、テンプレートマッチング法により生体信号を判定する

の差の割合DNORMとノルムの差の割合の閾値TNとの間に、 $DNORM < TN$

の関係が成立することを用いることができる。

本発明の他の特徴によれば、解析手段は、テンプレートマッチングに用いるテンプレートとして、古いテンプレート $\bar{T}^o$ 、QRS波形 $\bar{F}$ およびテンプレートの更新率URにより式

$$\bar{T}^o = (1 - UR)\bar{T}^o + UR \cdot \bar{F}$$

で求められる更新されたテンプレート $\bar{T}^o$ を用いることができる。

本発明の他の特徴によれば、解析手段は、入力される心電信号の成分信号の絶対値が所定の閾値を超えている場合にQRS部分を検出することができる。

ものであり、学習用計測において計測手段により計測され、検査者により判定された正常および異常の生体信号からテンプレートマッチングに用いるテンプレートを作成するとともに、生体信号に及ぼすテンプレートマッチングを判定するための相関係数の閾値を設定し、テンプレートおよび相関係数の閾値を解析手段へ入力することができる。

本発明の他の特徴によれば、相関係数CORRIは、QRS波形 $\bar{F}$ およびテンプレート $\bar{T}^i$ により式

$$CORRI = \bar{T}^i \cdot \bar{F} / \|\bar{T}^i\| \|\bar{F}\|$$

で表され、解析手段は、QRS波形 $\bar{F}$ がテンプレート $\bar{T}^i$ と相関があると判定するための条件として、相関係数CORRIと相関係数の閾値TCRとの間に、

$$CORRI > TCR$$

の関係が成立することを用いることができる。

本発明の他の特徴によれば、解析手段は、QRS波形 $\bar{F}$ がテンプレート $\bar{T}^i$ と相関があると判定するための条件として、さらに、式

$$DNORM = ABS(\bar{T}^i - \bar{T}^o) / \bar{T}^i$$

により求めたノルム

### III. 発明の具体的説明、作用

次に検査用図面を参照して本発明を長時間心電計測装置に適用した実施例を詳細に説明する。

長時間心電計測装置は、第4図に示すように、被検者の身体に装着される携帯心電計（リアルタイムアナライザ）1と、リアルタイムアナライザ1に接続されるレポートジェネレータ2とからなる。

リアルタイムアナライザ1は第5図に示すように被検者が携帯し、長時間、例えば24時間被検者の心電波形を計測すると同時に、計測した心電波形の各々の部分について正常か異常かを判定し、異常と判定した波形の部分等を記憶するものである。

レポートジェネレータ2は、リアルタイムアナライザ1による長時間計測の後、リアルタイムアナライザ1が接続され、判定された結果を出力し、検査者、例えば医師が確認するためのものである。

レポートジェネレータ2はまた、被検者がリア

ルタイムアナライザ1を身体に装着して長時間計測を行う前にも第6図に示すように接続され、リアルタイムアナライザ1に判定基準を入力し、またはリアルタイムアナライザ1に記憶されている判定基準を修正するために用いられる。

判定基準の入力、修正は、後述するように、被検者にリアルタイムアナライザ1を装着し、ある程度の量の心電波形データを採取した後、このデータを解析してその被検者の個人的特徴に基づき、リアルタイムアナライザ1に判定基準を入力し、またはあらかじめ記憶されている一般的な判定基準を修正することによって行われる。

第2図(a)(b)には、本発明の一実施例として、心電波形の特徴量を用いて心電波形を判定する長時間心電計測装置の概略的なブロック図が示され、第2図(a)にはリアルタイムアナライザ1が、第2図(b)にはレポートジェネレータ2が示されている。

第2図(a)において、心電信号入力部11は被検者からの心電信号を入力する。QRS検出部12は心

記憶表示入力部18は、被検者がリアルタイムアナライザ1を身体に装着して長時間計測を行っている場合に心臓の異常を自覚した時にその時の心電信号の記憶を指示する信号を入力する。この入力があると、その時の心電信号が解析結果記憶部18に記憶される。

第2図(b)において、入出力部21はリアルタイムアナライザ1の入出力部17と接続され、リアルタイムアナライザ1との間でデータの入出力をを行う。表示部22は、入出力部21から信号処理部24を通して送られるリアルタイムアナライザ1からの心電信号および解析結果を表示する。

操作入力部23は、表示部22に表示されたリアルタイムアナライザ1による判定結果を後者が見てその判定の修正を入力する。また、検査者があらかじめ各種の閾値を設定する場合にその値を入力する。

信号処理部24は後述するように、リアルタイムアナライザ1による判定結果を検査者が修正する入力が操作入力部23からあった場合に、心電信号

電荷入り入力部11から送られた心電信号のQRS部を検出する方法により検出する。QRS閾値記憶部13にはQRS検出部12においてQRS部の検出に用いられるQRS閾値TQRSが記憶される。

波形判定部14はQRS検出部12においてQRS部の検出された心電信号の波形が正常か異常かを検出する方法により判定する。特徴量閾値記憶部15には波形判定部14において波形の判定に用いられる特徴量の閾値が記憶される。

解析結果記憶部16は波形判定部14において行われた波形の判定結果および異常と判定された波形が記憶される。入出力部17は第2図(b)に示すレポートジェネレータ2の入出力部21と接続され、レポートジェネレータ2との間でデータの入出力をを行う。例えば解析結果記憶部16に記憶された長時間計測の解析結果を読み出してレポートジェネレータ2に出力し、またはレポートジェネレータ2からQRS閾値TQRSや各特徴量の閾値を入力してQRS閾値記憶部13および特徴量閾値記憶部15に入力する。

の判定を修正する。QRS閾値修正部25は信号処理部24により修正された判定に基づき、あらたにQRS部後出の閾値TQRSを設定し、入出力部21を通してリアルタイムアナライザ1のQRS閾値記憶部13に出力する。

特徴量計測部26は信号処理部24から入力される判定を修正された心電波形の特徴量を計測する。特徴量ヒストグラム作成部27は後述するように、特徴量計測部26により計測された各特徴量のヒストグラムを作成する。特徴量選択部28は特徴量ヒストグラム作成部27により作成された各特徴量のヒストグラムから、どの特徴量により心電波形の判定を行うかを選択する。

特徴量閾値設定部29は、特徴量選択部28により選択された特徴量の判定のための閾値を後述の方法により定め、入出力部21を通してリアルタイムアナライザ1の特徴量閾値記憶部15に出力する。

第7図にはリアルタイムアナライザ1のハード構成のブロック図が示されている。

同図に示すように、リアルタイムアナライザ1は複数の心電用電極101を有する。計測時には周知のように、心電用電極101を被検者の身体の所定の部位に接触させ、被検者の心電信号を採取する。心電用電極101は、通常はディスポートザブル(使い捨て)型である。

心電図をとるための誘導法すなわち心電用電極101の装着部位は、1誘導の場合には周知のように、(1) NASA誘導、(2) CMS 誘導または(3) CCS 誘導から目的に応じて選択される。

2誘導の場合には(1)と(2)、または(1)と(3)の組み合わせから選択される。なお、1誘導、2誘導いずれの場合でも当然ではあるが、接地面の電極が必要である。

心電用差動増幅器102は、複数の心電用電極101に接続され、心電用電極101から入力される被検者の心電信号を増幅する。AD変換器103には心電用差動増幅器102により増幅された心電信号および必要により他の生体情報を入力するための補助入力端子104から入力された信号が入力さ

第2図(a)の入出力部17は、第7図のパラレル10 108、アウトプットデータアンドコントロールバス111から構成される。

パラレル10 108は、並列入出力装置であり、アドレスデータバス112、コントロールバス113、インターラップ信号バス114と接続されており、CPU 105により入出力が制御されるとともに、外部の状態によりインターラップ信号バス114を通してCPU 105に割り込み信号を発生する。LED 109はパラレル10 108の出力に接続され、リアルタイムアナライザ1の動作状態を表示する。またLED 109は、被検者がレポートジェネレータ2が作動していることを知らせるものである。

イベントマーカースイッチ110は第2図(a)の配信指示入力部18を構成し、パラレル10 108の入力に接続され、被検者が異常を目撲した時に押され、これによりインターラップ信号バス114に割り込み信号を発生し、CPU 105はこの割り込み信号によりRAM 107にその時の心電波形の記憶を指示する。アウトプットデータアンドコントロール

バス111は、アナログ値からデジタル値に変換され、CPU 105に出力される。心電用電極101、心電用差動増幅器102、AD変換器103および補助入力端子104は、第2図(a)の心電信号入力部11を構成する。

CPU 105は、ROM 106およびRAM 107に格納される制御プログラムおよび心電信号の解析プログラムにより、AD変換器103から入力される心電信号を解析し、解析結果を心電信号の生データとともにRAM 107に格納する。

ROM 106にはCPU 105を制御するプログラムおよび心電信号を実時間で解析するプログラムが格納される。RAM 107には、心電信号を解析するプログラム、心電用電極101から入力されAD変換器103によりAD変換された心電信号データ、解析プログラムにより心電信号データを解析した結果のデータが格納される。CPU 105、ROM 106、RAM 107により第2図(a)のQRS検出部12、QRS測定記憶部13、波形判定部14、特徴量検出部15、解析結果記憶部16が構成される。

バス111は、パラレル10 108の入出力端子に接続され、リアルタイムアナライザ1とレポートジェネレータ2との間での命令、データの交換に用いられる。

パッテリーパック115は、リアルタイムアナライザ1の主電源であり、24時間あるいはさらに長時間にわたってリアルタイムアナライザ1が心電信号の計測および解析を行なうに必要な容量を有する。

第8図には、レポートジェネレータ2のハード構成のブロック図が示されている。

レポートジェネレータ2はリアルタイムアナライザ1によって実時間解析された心電波形および解析結果の表示を行う。レポートジェネレータ2はまた、長時間心電計測の前にリアルタイムアナライザ1によりあらかじめ行われた被検者の心電計測および解析の結果を表示し、被検者がその表示された解析結果を修正することによって、被検者の個人的特徴の字画を行い、その字画結果により、リアルタイムアナライザ1のRAM 107に格納

されている解析プログラムを修正する。

同図に示すように、レポートジェネレータ2はアイソレーションユニット202を有する。アイソレーションユニット202は通信ライン201によりリアルタイムアナライザ1のアウトプットデータアンドコントロールバス111に接続され、後述のように被検者が長時間心電計測を行う前に、リアルタイムアナライザ1を身体に装着し、リアルタイムアナライザ1にレポートジェネレータ2を接続してレポートジェネレータ2により心電図計測の確認および被検者の個人的特徴の学習を行う時に、リアルタイムアナライザ1とレポートジェネレータ2との電気的絶縁を行なうためのものである。アイソレーションユニット202および通信ライン201は第2図(b)の出入力部21を構成する。

アイソレーションユニット202にはマイクロコンピュータユニット204が接続されている。マイクロコンピュータユニット204には、アイソレーションユニット202を通してリアルタイムアナライザ

208はまた、計測結果および解析結果をプリント207またはフロッピーディスクユニット208、ハードディスクユニット210に出力または記憶するための指示が入力される。

次に本実施例の装置の動作を第9図のフローチャートにより説明する。

まず、ステップ1000においてリアルタイムアナライザ1を被検者の身体に装着する。誘導法を定め、心電用電極101を被検者の身体の所定の部位に固定する。リアルタイムアナライザ1の水素は被検者が誤作る。

ステップ2000において、リアルタイムアナライザ1とレポートジェネレータ2を第6図に示すように接続する。

ステップ3000において、心電波形(ECG)を判定し、レポートジェネレータ2のディスプレイユニット205に表示して正しく判定が行われているか否かを確認する。

リアルタイムアナライザ1がレポートジェネレータ2へ接続されると、心電用電極101から入

いたり計測された心電波形のデータおよび解析結果が入力される。マイクロコンピュータユニット204にはディスプレイユニット205が接続され、ディスプレイユニット205はマイクロコンピュータユニット204からの計測データおよび解析結果を表示する。マイクロコンピュータユニット204にはキーボードユニット206が接続され、キーボードユニット206は被検者との対話に用いられる。ディスプレイユニット205およびキーボードユニット206はそれぞれ第2図(b)の表示部22および操作入力部23を構成し、マイクロコンピュータユニット204は第2図(b)の信号処理部24、QRS閾値設定部25、特微量計測部26、特微量ヒストグラム作成部27、特微量選択部28、特微量閾値設定部29を構成する。

検査者、例えば医師はディスプレイユニット205に表示された心電波形およびその心電波形についての正常または異常の判定を確認し、判定の誤っているものについてはその旨をキーボードユニット206から入力する。キーボードユニット

力された被検者の心電信号は、心電用差動増幅器102に入力され、心電用差動増幅器102で増幅された後、AD変換器103に入力される。また、必要により補助入力端子104から入力された信号もAD変換器103に入力される。

これらの心電信号はAD変換器103でデジタル信号に変換され、CPU105に送られる。CPU105はROM108およびRAM107に格納された制御プログラムおよび解析プログラムに従い、AD変換器103から入力された心電信号を後述する方法により解析し、その解析結果を心電信号とともにRAM107に記憶する。なお、この解析をCPU105で行わず、レポートジェネレータ2のマイクロコンピュータユニット204で行うものとしてもよい。

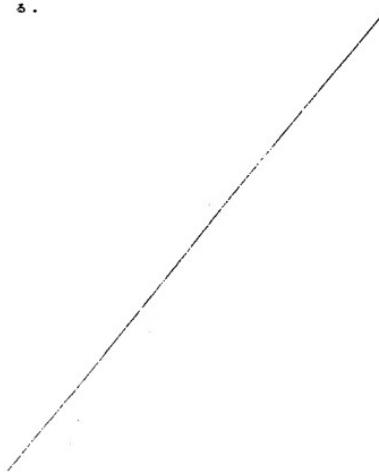
心電信号およびその解析結果はまた、アウトプットデータアンドコントロールバス111、通信用ケーブル201、アイソレーションユニット202を通してマイクロコンピュータユニット204に入力される。マイクロコンピュータユニット204は

これらの信号に必要な処理を行った後、ディスプレイユニット205に送り、第12図に示すように計測された心電波形およびその解析結果がディスプレイユニット205に表示される。心電信号の解析をマイクロコンピュータユニット204において行う場合には、マイクロコンピュータユニット204において解析された心電信号が解析結果とともにディスプレイユニット205に送られ、表示される。解析結果は例えば同図に示すように波形のR頂点には三角印が、正常部分にはN、異常部分にはVが表示される。

検査者、例えば医師はディスプレイユニット205の表示を見て心電波形が安定に計測されていることを確認する。

次にステップ4000において、検査者はディスプレイユニット205に表示された心電波形の解析結果を正しく修正し、被検者の個人的な特徴をリアルタイムアナライザ1に学習させる。すなわち、ディスプレイユニット205に表示された心電波形の解析結果は、リアルタイムアナライザ1または

合には、検査者の判定によって初めて判定基準が設定され、リアルタイムアナライザ1に記憶される。



レポートジェネレータ2にあらかじめ構成された一般的な判定基準により判定されたものであり、被検者の個人的な特徴を考慮していないから、誤った判定となっている場合がある。このような誤った判定があった場合に、検査者がキーボードユニット206からの入力によりそれを修正する。リアルタイムアナライザ1は検査者により修正された判定結果により判定基準を修正する。すなわち、被検者の個人的な特徴を学習する。

そして後述するように、判定基準が修正されたリアルタイムアナライザ1を被検者が携帯して長時間心電計測を行い、計測した心電信号を実時間で解析し、解析の結果異常と判定された部分のみの心電波形等を記録する。

なお、リアルタイムアナライザ1またはレポートジェネレータ2にあらかじめ心電波形の判定基準を設定せず、ステップ3000で計測された心電信号をそのままディスプレイユニット205に表示し、表示された心電波形を検査者が見て、正常または異常の判定を行うようにしててもよい。この場

ここで、ステップ4000の学習プロセスについて、第10図のフローチャートにより詳細に説明する。

まずステップ4010において、心電波形の解析を行うために、4つの閾値、TAQRS、TSQRS、TTIQRS、TQRSの初期値をリアルタイムアナライザ1のRAM 107に設定する。

ここでTAQRS、TSQRS、TTIQRS、TQRSについて説明する。

典型的な心電波形は第13図(a)に示すような形状を有し、このような波形が1秒間に1回の周期で繰り返し現れる。したがって、不整脈を自動解析するためには、まず、同図に示す波形のQRS部分の出現を検出する必要がある。特にR頂点を正確に検出する必要がある。

このR頂点の検出のためには、第13図(b)の心電波形を微分し、第13図(c)に示すような波形を求める。第13図(a)(b)から明らかのように、R頂点の前後に微分波形の極大値X1および極小値X2が存在する。この微分波形の絶対値DECGを求める

と、第13図(c)のようになる。第13図(c)に示す絶対値DECGからR頂点、すなわちQRS部分の存在を検出するためには、同図に示すように閾値TQRSを設定する。同図に示すように

DECG > TQRS

の場合に、この部分をQRS部分と判断し、QRS部分の存在を検出する。したがって、TQRSはQRS部分を検出するための特徴量である。

QRS部分が検出されると、この領域内において、第13図(e)に示す心電波形の最大値の部分を検出することにより、この部分をR頂点と判断する。このようにしてR頂点を検出する。

次に、QRS部分について正常な波形と異常な波形(不整脈)とを区別するために用いられる3つの特徴量について説明する。

これらの特徴量としては、QRS部分の面積AQRS、QRS部分の振幅SQRS、QRS部分のタイムインデックスTIQRSがある。

QRS部分の面積AQRSは、第14図に詳細で示すように、心電波形のQRS部分と基線との間にはさま

のQRS部分の特徴量が閾値より大きいか否かを判断する。

以上のような、QRS部分の存在の検出のための閾値TQRSと、各々のQRS部分についてそれが正常か、異常(不整脈)かを判断するための3つの特徴量の閾値TAQRS、TSQRS、TTIORSについて、ステップ4010においては、これらの初期値をリアルタイムアラナイザ1のRAH 107に設定する。

次にステップ4020において、被検者の心電波形を所定の時間、例えば1~3分、詳しくは5分位数定し、リアルタイムアラナイザ1を通してレポートジェネレータ2に収集する。

次にステップ4030において、測定された心電波形について、QRS部のR頂点の検出および不整脈の検出を行う。R頂点の検出は、前述のように第2図のQRS検出器12において、心電波形の段分波形の絶対値DECGが、QRS閾値起始値13から読み出された閾値TQRSを超えているか否かにより判定し、DECG > TQRSの場合にR頂点が存在すると判断する。

れた部分の面積を表し、R頂点の前後の測定の時間帯(基線区間B-B')内において、心電波形の絶対値を積分することにより求められる。基線区間B-B'の時間帯は、例えばR頂点の前60usecおよび後120usecとされる。

QRS部分の振幅SQRSは、心電波形のQRS部分の高さを表し、第15図に示すように、基線区間B-B'における心電波形の最大値Mと最小値Nを求め、これらの差の絶対値MNを求めるにより得られる。最大値M、最小値NはR点、S点の心電波形のレベルをそれぞれ表す。

QRS部分のタイムインデックスTIQRSは、心電波形のQRS部分の幅の指標であり、不整脈の判断に有効なものである。これは、QRS部分の面積AQRSをQRS部分の振幅SQRSで割ることにより求められる。すなわち、TIQRS = AQRS / SQRSで定義される。心電波形の各々のQRS部分についてそれが正常か、異常(不整脈)かを判断するためには、以上の3つの特徴量のいずれか、または全部について所定の閾値を定め、測定した心電波形の各々

また、不整脈の検出は、波形判定部14において、測定した心電波形の各QRS部分の特徴量AQRS、SQRS、TIQRSを算出し、これらを特徴量閾値記憶部15に初期設定した閾値TAQRS、TSQRS、TTIORSと比較する。AQRSが閾値TAQRSより大きいもの、SQRSが閾値TSQRSより高いもの、TIQRSが閾値TTIORSよりも広いものを不整脈(VPB)とし、そうでないものを正常の波形(Normal)と判定する。

ステップ4040において、第12図に示すように、収集された心電波形と検出されたR頂点および不整脈(VPB)の指示を重複させてディスプレイユニット205に表示させる。同図において、三角印はR頂点、記号Nは正常波形(Normal)、記号Vは不整脈(VPB)をそれぞれ表す。

ステップ4050において、検査者はディスプレイユニット205に表示された第12図のような測定された心電波形および心電波形につけられたR頂点のマークを見て、このマークが正しく付けられているか否かを確認する。

例えば第16図に示すように操作乙をR頂点と判定している場合がある。これは初期設定された閾値TQRSが低すぎることにより生じる。このような部分を見つかった場合にはライトペンまたはマウス等によりこの部分を指示し、誤判定の指示として例えばキーボードユニット208のErrorキーを押す。

また、第17図に示すようにR頂点であるにもかかわらず、R頂点として検出されなかつた部分Yが生じることがある。これは初期設定された閾値TQRSが高すぎることにより生じる。このような部分を見つかった場合にも、ライトペンまたはマウス等によりこの部分を指示し、R頂点の指示として例えばキーボードユニット208のRキーを押す。

ステップ4080では、ステップ4050において行われた作業により修正された結果に基づいてTQRSの再設定を行う。すなわち、QRS閾値設定部25は、ライトペンまたはマウス等により指示され修正された後のR頂点のうち部分波形の絶対値X1、X2の

キーボードユニット208のVPBキーを押す。

ステップ4080では、ステップ4070において行われた作業により修正された結果に基づいて、正常(Hormal)および不整脈(VPB)の波形を分析する。すなわち、検査者によって判定された個々の正常(Hormal)および不整脈(VPB)の波形を分析することにより、被検者の個人的な特徴を学習する。

波形の分析は、特徴量計測部26において、検査者によって判定されたHormalおよびVPBの個々の波形について、前記のQRS特徴量であるAQRS、SQRSおよびTQRSを前記の方法で測定する。すなわち、QRS部分の面積AQRSは、R頂点の前後の所定の時間幅(基線区間B-B')内において、心電波形の絶対値を積分することにより求め、QRS部分の振幅SQRSは、基線区間B-B'における心電波形の最大値Mと最小値Nを求め、これらの差M-Nの絶対値を算出して求め、QRS部分のタイムインデックスTQRSは、QRS部分の面積AQRSをQRS部分の振幅SQRSで割ることにより求める。

ステップ4090では、以上のようにして個々の波

較小のものをあらたな閾値TQRSとし、入力力部21を通過してリアルタイムアナライザ1に送る。これによりQRS閾値記憶部13に記憶されていた、一般的な値により設定されたR頂点検出のための閾値TQRSは、その被検者の個人的特徴を考慮した閾値TQRSに修正される。

次にステップ4070において、検査者はディスプレイベリュニット205に表示された第12図のような判定された心電波形および心電波形のR頂点部分が正常(N)か異常(V)かの表示を見て、この表示が正しく付けられているか否かを確認する。

例えば第18図に示すように正常の波形を不整脈VPBと判定している部分XVを見つめた場合には、ライトペンまたはマウス等によりこの部分を指示し、正常波形の指示として例えばキーボードユニット208のNormalキーを押す。

また、第19図に示すように不整脈VPBであるにもかかわらず、正常Nと判定している部分VNを見つめた場合にも、ライトペンまたはマウス等によりこの部分を指示し、不整脈の指示として例えば

形について測定した特徴量を、特徴量ヒストグラム作成部27において、正常波形Normal、異常波形VPBごとにヒストグラムを作成する。作成されたヒストグラムの例を第20図(a)～(c)に示す。

第20図(a)はQRS部分の面積AQRSの値のヒストグラムであり、正常Normalの波形はAQRS値の小さい部分に、異常VPBの波形はAQRS値の大きい部分に分かれ、正常Normalおよび異常VPBの波形はそれぞれ特定の値を中心としてその上下に対称に分布している。このヒストグラムでは正常Normalおよび異常VPBの波形のAQRS値は重なる部分があり、AQRSがこの部分の値の場合には正常か異常かの判定が難しい。

第20図(b)はQRS部分の振幅SQRSの値のヒストグラムであり、正常Normalの波形はSQRS値の小さい部分に、異常VPBの波形はSQRS値の大きい部分に分かれ、正常Normalおよび異常VPBの波形はそれぞれ特定の値を中心としてその上下に対称に分布している。このヒストグラムにおいても、正常Normalおよび異常VPBの波形のSQRS値は重なる部

分があり、QRSがこの部分の値の場合には正常か異常かの判定が難しい。

第20図(c)はQRS部分のタイムインデックスTIGRSの値のヒストグラムであり、正常Horselの波形はTIGRS値の小さい部分に、異常VPBの波形はTIGRS値の大きい部分に分布し、正常Horselおよび異常VPBの波形はそれぞれ特定の値を中心としてその上下に対称に分布している。このヒストグラムの場合には、正常Horselおよび異常VPBの波形のTIGRS値は重なる部分が多く、完全に分離されているから、TIGRS値によって正常か異常かの判定を行うことが容易である。

ステップ4100では、以上のように作成した3つの特徴量のヒストグラムから、各々の特徴量の信頼度を判定し、クラス別に区別する。

信頼度(ACC)は0～4の5段階で表し、次のように定める。

(1) 信頼度(ACC) = 4

これは第21図に示すように、QRS特徴量のヒストグラムにおいて、正常Horselの波形が分布する

HorselとVPBとの判別能力が高いと推定される。

(2) 信頼度(ACC) = 3

これは第22図に示すように、QRS特徴量のヒストグラムにおいて、正常Horselの波形が分布する特徴量の値と異常VPBの波形が分布する特徴量の値とが若干重複している場合である。すなわち、式

$$H + 2\sigma < V_{018} \leq H_{028}$$

が成立する場合である。

ただし、Hは正常Horselの心電波形集団の特徴量の平均値、σは正常Horselの心電波形集団の特徴量の標準偏差である。したがって、この式が成立する場合は、VPBの心電波形集団の最小値V<sub>018</sub>がHorselの心電波形集団の最大値H<sub>028</sub>以下であるから、VPBの心電波形集団がHorselの心電波形集団と一部重複し、VPBの心電波形集団の最小値V<sub>018</sub>がH + 2σよりも大きいから、重複する部分は少くである。

Horselの心電波形の特徴量が正規分布であると

特徴量の値の範囲と異常VPBの波形が分布する特徴量の値の範囲とが完全に分離している場合である。すなわち、式

$$H_{028} < V_{018}$$

が成立する場合である。

ただし、H<sub>028</sub>は正常Horselの心電波形集団中の特徴量の最大値、すなわち、Horsel心電波形の中で特徴量が最大の波形の特徴量である。また、V<sub>018</sub>は異常VPBの心電波形集団中の特徴量の最小値、すなわち、VPB心電波形の中で特徴量が最小の波形の特徴量である。

上記の式が成立する場合には、Horselの心電波形集団中の特徴量の最大値よりも異常VPBの心電波形集団中の特徴量の最小値が大きいから、第21図に示すようにHorselの心電波形集団とVPBの心電波形集団とが完全に分離されている。したがって、この場合にはこの特徴量によってHorselとVPBとを完全に判別できるから、判別の信頼度が高い。

なお、上記H<sub>028</sub>とV<sub>018</sub>との差が大きい程、

すると、Horselの心電波形はH + 2σとH - 2σの間にその88%が含まれることになる。したがって、VPBの心電波形集団がHorselの心電波形集団と重複する部分はHorselの心電波形集団の15未満であるから、HorselとVPBとの判別はこのわずかの重複部分を除いて可能であり、判別の信頼性はかなり高い。

(3) 信頼度(ACC) = 2

これは第23図に示すように、QRS特徴量のヒストグラムにおいて、正常Horselの波形が分布する特徴量の値と異常VPBの波形が分布する特徴量の値との重複が上記信頼度3の場合よりも多い場合である。

すなわち、式

$$H + \sigma < V_{018} \leq H + 2\sigma$$

が成立する場合である。

この式が成立する場合は、VPBの心電波形集団の最小値V<sub>018</sub>が上記信頼度3の場合よりもさらに小さく、Horselの心電波形集団のH + σとH + 2σとの間にある。したがって、上記信頼度

3の場合よりも重複する部分が多くなり、判別の信頼性は低くなる。

(4) 信頼度(ACC) = 1

これは第24図に示すように、QRS 特徴量のヒストグラムにおいて、正常 Herzel の波形が分布する特徴量の値と異常 VPB の波形が分布する特徴量の値との重複が非常に多い場合である。

すなわち、式

$$Voi_{\text{a}} \approx H + \sigma$$

が成立する場合である。

この式が成立する場合は、VPB の心電波形集団の最小値  $Voi_{\text{a}}$  が上記信頼度 3の場合よりもさらに小さく、VPB の心電波形集団は大部分が Herzel の心電波形集団と重なるから、判別の信頼性は非常に低い。

(5) 信頼度(ACC) = 0

これは第25図に示すように、正常 Herzel の心電波形集団のみが存在し、異常 VPB の心電波形集団が存在しない場合である。

すなわち、下記のために判定した心電波形が全

特徴量  $TIORS$  は信頼度(ACC) = 4、特徴量  $AQRS$  および  $SQRS$  は各々信頼度(ACC) = 3となる。

次にステップ 4100において、3つの特徴量の中で一番信頼度の高い特徴量を決定し、この特徴量を不確実解析の特徴量として選択する。これは特徴量選択部 28において行われる。すなわち、ステップ 4100において3つの特徴量にはそれぞれ信頼度が付与されているから、信頼度の大きい方に不確実解析の際、判定に優先度をつける。上記の第20図(a)～(c)に示す3つのQRS 特徴量  $AQRS$ 、 $SQRS$ 、 $TIORS$  の場合には、信頼度(ACC) = 4とされた特徴量  $TIORS$  を不確実解析の特徴量として採用する。

なお、各特徴量の信頼度が同一クラスの場合には、その同一クラスの信頼度の中での信頼度の差を次のようにして判定する。

まず、特徴量がともに信頼度(ACC) = 4で同一の場合には、 $Voi_{\text{a}} - Rms_{\text{a}}$  の値の大きい方の特徴量を選択する。すなわち、この場合には第21図に示すように、Herzel の心電波形集団と VPB の心電波

で正常 Herzel で、異常 VPB の心電波形が出現しなかった場合である。この場合には Herzel の集団の分布のみが確定可能であり、VPB の集団の特徴量は得られないから、Herzel と VPB との判別は非常に困難である。

以上のように、各々の特徴量の信頼度(ACC)は、Herzel の心電波形集団と VPB の心電波形集団との分布の重複の度合で決定されるものである。上記の信頼度の判断において、Herzel の集団の分布はほぼ正規分布と考えられるので、Herzel の集団の平均値  $H$  より標準偏差  $\sigma$  を判定に用いた。しかし、VPB の集団の分布は必ずしも正規分布ではなく、分布集団が複数に分かれることもあるので、VPB の集団の平均値および標準偏差は判定に使用せず、最大値  $Voi_{\text{a}}$ 、最小値  $Voi_{\text{b}}$  を使用して判定することとした。

以上のようにして3つのQRS 特徴量  $AQRS$ 、 $SQRS$ 、 $TIORS$  の信頼度をそれぞれ決定する。例えば第20図(a)～(c)に示す3つのQRS 特徴量  $AQRS$ 、 $SQRS$ 、 $TIORS$  のヒストグラムの場合には、

集団とが重複することなく完全に分離されているから、その分離の程度の大きい方を選択する。VPB の心電波形集団の特徴量の最小値  $Voi_{\text{b}}$  と Herzel の心電波形集団の特徴量の最大値  $Rms_{\text{a}}$  とは  $Voi_{\text{b}} > Rms_{\text{a}}$  であるから、その差  $Voi_{\text{b}} - Rms_{\text{a}}$  は常に正であり、この差が大きいほど分離度が高いから、信頼度が高い。

特徴量がともに信頼度(ACC) = 3で同一の場合には、 $Voi_{\text{a}} - (H + 2\sigma)$  の値の大きい方の特徴量を選択する。すなわち、この場合には第22図に示すように、Herzel の心電波形集団と VPB の心電波形集団とがわずかに重複しているが、その重複している部分の少ない方を選択する。 $Voi_{\text{a}} > H + 2\sigma$  であるから  $Voi_{\text{a}} - (H + 2\sigma)$  は常に正であり、この値が大きいほど重複部分が少ないので、信頼度が高い。

特徴量がともに信頼度(ACC) = 2で同一の場合には、 $Voi_{\text{a}} - (H + \sigma)$  の値の大きい方の特徴量を選択する。すなわち、この場合には第23図に示すように、Herzel の心電波形集団と VPB の心電波形

集団とが重複しているが、その重複している部分の少ない方を選択する。 $Voi_{1a} - (N + \sigma) > N + \sigma$  であるから、 $Voi_{1a} - (N + \sigma)$  は常に正であり、この値が大きいほど重複部分が少ないので、信頼度が高い。

特徴量がともに信頼度(ACC) = 1で同一の場合には、 $(N + \sigma) - Voi_{1a}$  の値の小さい方の特徴量を選択する。すなわち、この場合にも第24図に示すように Herzel's の心電波形集団と VPB の心電波形集団とが重複しているが、その重複している部分の少ない方を選択する。 $(N + \sigma) > Voi_{1a}$  であるから、 $(N + \sigma) - Voi_{1a}$  は常に正であり、この値が小さいほど重複部分が少ないので、信頼度が高い。

特徴量がともに信頼度(ACC) = 0で同一の場合には、TIGRS, AQRS, SQRS の優先順位で特徴量を選択する。この場合には心電波形の判定時に Herzel's の心電波形集団のみが出現し、VPB の心電波形集団が出現していないから、3つの特徴量のいずれのヒストグラムが Herzel's の心電波形集団と

以上のようにして最も信頼度の高い QRS 特徴量を選択した後、ステップ4120において、選択された用いられた QRS 特徴量の Herzel's と VPB を区別する閾値 TXQRS を次に述べる方法により設定する。なお、閾値 TXQRS は、選択された QRS 特徴量が AQRS の場合にはその閾値 TIGRS、選択された QRS 特徴量が SQRS の場合にはその閾値 TSQRS、選択された QRS 特徴量が TIGRS の場合にはその閾値 TTIGRS を示す。

閾値 TXQRS は第28図に示すように、信頼度別に次のように設定する。

信頼度(ACC) = 4の場合には、式

$$TXQRS = (2No_{at} + Voi_{1a}) / 3$$

により設定する。この場合には、Herzel's の波形集団と VPB の波形集団とが分離されているから、Herzel's の波形集団の最大値 No\_{at} と VPB の波形集団の最小値 Voi\_{1a} との間に閾値 TXQRS を設定し、後に実行される24時間のリアルタイム解析において VPB の波形の見落しを少なくするために、No\_{at} と Voi\_{1a} の中间よりも No\_{at} 寄りに閾値 TXQRS を設定する。

VPB の心電波形集団との分離が良いかを判断することができない。

したがって指定された心電波形の特徴量のヒストグラムからは Herzel's の心電波形と VPB の心電波形との判定を行うために、3つの特徴量のいずれが優遇かを判断することができない。このように被検者個人の特徴により判定に沿した特徴量を選択することができないので、この場合には一般的な基準により、上記のような順に特徴量を選択する。

一般的には、Herzel's と VPB との判定を行なう特徴量として、TIGRS が最も優れており、AQRS, SQRS の順でこれに次ぐ。

信頼度(ACC) = 3の場合には、式  
 $TXQRS = N + 2\sigma$

により設定する。この場合には、Herzel's の波形集団と VPB の波形集団とが重複しているから、重複部分を VPB と判定して VPB の見落しをなくすため、 $N + 2\sigma$  に閾値 TXQRS を設定する。

信頼度(ACC) = 2の場合には、式  
 $TXQRS = N + \sigma$

により設定する。この場合には、上記信頼度(ACC) = 3の場合と同様に、重複部分を VPB と判定して VPB の見落しをなくすため、 $N + \sigma$  に閾値 TXQRS を設定する。

信頼度(ACC) = 1の場合には、式  
 $TXQRS = N + \sigma$

により設定する。この場合には、上記の場合と同じく VPB の見落しをなくそうとすると、 $N + \sigma$  に閾値 TXQRS を設定することになるが、これでは Herzel's の多くを VPB と判定してしまうため、上記信頼度(ACC) = 2の場合と同様に、 $N + \sigma$  に閾値 TXQRS を設定する。

信頼度(ACC) = 0 の場合には、式

$$TXQRS = N + 2\sigma$$

により設定する。この場合には、VPB の波形集団が固定されていないから、一般的な基準により  $N + 2\sigma$  に閾値 TXQRS を設定する。

これらの閾値の設定は特徴量閾値設定部29において行われる。

以上のようなステップ4000のプロセスにより、被検者個人の心電波形の特徴を考慮して、NormalとVPBとを判定するための既選の特徴量の選択、その特徴量の閾値の決定が行われる。

第9図のフローチャートに従って、ステップ5000において、リアルタイムアナライザ1をレポートジェネレータ2から分離し、長時間心電計測を行いうため、被検者の身体に装着する。

ステップ8000において、第5図に示すように被検者はリアルタイムアナライザ1を日常生活下で例えば24時間搭載し、長時間心電計測を行う。

リアルタイムアナライザ1は、入力された心電波形からまず、QRS検出器12においてQRS部分を

心電波形を実時間で解析し、正常か異常かの判断を行うとともに、異常と判断した部分については後に医師が確認できるように、その波形を記憶する。

リアルタイムアナライザ1はまた、RON105およびRAR107に格納された解析プログラムに従い、被検者の心拍数の時間的な変化を算定し、そのデータをRAR107に記憶する。

24時間の長時間心電計測および実時間解析等が終了した後、ステップ7000において、被検者はリアルタイムアナライザ1を身体から外す。この時、心電用電極101も被検者の身体から外す。そしてリアルタイムアナライザ1をレポートジェネレータ2と接続する。

ステップ8000では、レポートジェネレータ2はリアルタイムアナライザ1からデータを受け取り、解析結果のレポートを作成する。

解析結果のレポートは例えば、第27図(a)に示すような心拍数の時間的な変化、第27図(b)に示すような異常波形VPBの出現した時間、第27図

提出する。すなわち、前述のように心電波形の幾分波形の絶対値が前記の学習された閾値TQRSを越える部分があった場合に、その部分の心電波形の最大値の部分をR頂点と認識し、このR頂点の前後の所定の時間幅の心電波形をQRS部分と認識する。

次に波形特定部14において、入力された心電波形のQRS部分の特徴量を算定し、前記の学習プロセスで選択された特徴量の学習された閾値に基づいて心電波形の解析を実時間で行う。すなわち、学習により設定された特徴量の閾値を基にして正常Normalか、異常VPBかを判定する。

これらの解析プログラムはリアルタイムアナライザ1のRON105およびRAR107に格納されており、CPU105はRON105およびRAR107からこの解析プログラムを読み出して上記の解析を行う。解析により不整脈VPBと判定されたQRS部分については、CPU105は例えばその異常波形判定およびこの波形の検出時刻をRAR107に記憶する。

このようにして、24時間にわたって入力された

(c)に示すような正常波形NormalのR-R間隔のヒストグラム、第27図(d)に示すような異常波形VPBのR-R間隔のヒストグラム、第27図(e)に示すような異常波形そのものの他、図示しないが、R-R間隔のトレンドグラフ、異常波形VPBの出現頻度、STトレンドグラフ等が有効である。

これらのレポートはレポートジェネレータ2のマイクロコンピュータユニット204で作成され、ディスプレイユニット205に表示される。

ステップ9000では、レポートジェネレータ2で作成されたレポート内容をディスプレイユニット205に映し、これを被検者、例えば医師が見て、診断を行い、次の必要な処置を決定する。

ステップ10000では、必要に応じてレポート内容をマイクロコンピュータユニット204からプリント207に送り、プリンタ207により印字記録し、ハードコピーを得る。また、フロッピーディスクユニット208のフロッピーディスク209またはハードディスクユニット210に記憶させ、記録を残す。

以上のようなステップにより、本実施例の装置による長時間心電計測が終了する。

本実施例によれば、24時間の長時間心電記録を行っている時に実時間で心電波形を解析しており、その結果を出力するから、長時間計測の後の解析が容易である。すなわち、計測後に記録された磁気テープをすべて再生してこれを検査者が判定する必要がなく、実時間解析の結果異常と判定された波形のみが記憶されているので、これのみを検査者が確認して判定を行えばよい。

しかも、長時間計測を行う前に被検者の心電波形を所定の量、計測、解析し、この解析結果を検査者が修正することによって、被検者の個人的な心電波形の特徴を学習し、これにより、リアルタイムアナライザに記憶される心電波形の判定基準を修正してから長時間計測を行うから、長時間計測において、被検者の個人的特徴に基づく誤判定が少なくなる。したがって、異常波形の見逃しや正常波形を異常として記憶することが少なくななり、実時間解析の結果の信頼性が向上する。

次に、心電波形の解析を相関法(テンプレートマッチング法)によって行う実施例について説明する。

第3図(a)(b)には、心電波形の解析を相関法(テンプレートマッチング法)によって行う装置の一実施例の概略的なブロック図が示されている。

この実施例においては、テンプレート記憶部15aおよび相関係数記憶部15bが設けられ、波形判定部14に接続されている。テンプレート記憶部15aは、入力心電信号のテンプレートマッチングを行うためのテンプレートが記憶され、相関係数記憶部15bはそのテンプレートマッチングにおいてマッチしたと判定する基準となる相関係数が記憶される。

また、テンプレート設定部28aおよび相関係数設定部28bが設けられ、信号処理部24および出入力部21に接続されている。テンプレート設定部28aは、長時間計測の前に所定の時間計測した心電波形からテンプレートマッチングに用いるテン

なお、上記実施例においては、ステップ4010において4つの閾値TQRS、TAQRS、TSQRS、TTIQRSとして一般的なものを設定し、ステップ4020において所定時間の計測を行い、ステップ4030においてQRSの検出、不整脈の判定を行った後、ステップ4040においてその結果をディスプレイユニット205に表示し、ステップ4050において検査者が判定を修正しているが、4つの閾値TQRS、TAQRS、TSQRS、TTIQRSをあらかじめ設定せずに所定時間の計測を行って波形をディスプレイユニット205に表示し、検査者が判定した結果に基づいて初めて4つの閾値TQRS、TAQRS、TSQRS、TTIQRSを設定するようにしてもよい。

プレートを作成し、相関係数設定部28bはマッチングの判定のための相関係数を設定する。他の構成は、第2図(a)(b)の実施例と同様である。

第3図(a)(b)の装置のハード構成は、第7図および第8図に示すものと同一である。

次にこの実施例の装置の動作を説明する。

第9図のステップ1000～10000に示す動作は、前記の特徴量による解析を行う装置の場合と同様であるから説明を省略する。第11図のフローチャートにより学習プロセスについて説明する。

まず、ステップ4015において、心電波形の解析を行うために、3つの閾値、TCR、TH、TQRSをリアルタイムアナライザのRAH 107に設定する。TQRSは前述のようにQRS部分を検出するための閾値である。ここで、TH、TQRSの意味を明らかにするため、相関法について説明する。

相関法はテンプレートマッチング法ともよばれ、心電波形のQRS部分についてひな形となる波形であるテンプレート(舞型)をあらかじめ所定

の数作成しておき、検出した心電波形のQRS 部分を各テンプレートと比較し、その類似性を相関係数によって評価し、どのテンプレートと相関があるか、またはいずれのテンプレートとも相関がないかを判断する。複数のテンプレートはあらかじめそれぞれ正常波形か異常波形（不整脈）かが判断されているから、相図のあった（マッチした）テンプレートが正常か異常かにより、各QRS 部分が正常か異常かを判断するものである。

相関係数は次の式で定義される。

$$\text{CORRI} = \frac{\int_0^D T_i(x) \cdot F(x+x') dx}{\sqrt{\int_0^D T_i^2(x) dx} \sqrt{\int_0^D F^2(x) dx}} \quad (1)$$

これは  $i$ 番目のテンプレート  $T_i(x)$  に対する QRS 波形  $F(x)$  の相関係数である。 $x'$  はマッチのボイントであり、 $D$  はテンプレートの幅である。CORRI は 0 ～ CORRI ～ 1 の範囲の値となり、CORRI の値が 1 に近いほど QRS 波形  $F(x)$  はテンプレート  $T_i(x)$  に類似性があり、相関があるとされる。通常は前述の QRS 部の R 基点をマッチボイント

もの厳密に異なるテンプレートを生成し、多数のテンプレートを用意しなければならない。したがって、マッチの判定すなわち相関があるか否かの判定のためのマッチ試行の回数が増え、実時間解析を行う場合に解析処理が時間的に追いつかなくなる恐れがある。また、あらかじめ用意されたテンプレートと相間のない波形が多く現れることになるから、正常、異常の判定が十分にできない。さらに、多数のテンプレートを記憶するため、メモリに大きなテンプレート領域を必要とする。

したがって両値 TCR は、Normal 波形と VPB 波形を区別できる範囲で最も小さい値とする必要がある。

また、全てのテンプレートについて CORRI を求め、CORRI 値が最大のテンプレートと相間があると判定することも考えられる。また、もしマッチするテンプレートが存在しない場合にはその入力波形をあらたなテンプレートとして登録する必要がある。

トとし、この点を中心に前後に一定の幅 D を切り出して上記 CORRI を求める。

例えば第 28 図に示す入力符号  $F(z)$  の各 QRS 部分は、同図に示すようにそれぞれテンプレート  $T_i(z)$  の  $i=1 \sim 3$  と相関があるとされる。

前記の相関係数 CORRI はベクトルを用いて次のように表すこともできる。

$$\text{CORRI} = \overline{T_i} \cdot \overline{F} / \sqrt{\overline{T_i^2}} \sqrt{\overline{F^2}} \quad (2)$$

ここでベクトルの次数はテンプレート幅に相当する。この式からわかるように、相関係数は、2 つの波形ベクトルの内積をそれらのノルムで正規化したものである。

マッチの判定、すなわちそのテンプレートと相間があるか否かの判定は、CORRI が一定の閾値 TCR 以上であるか否かにより行う。

$$\text{すなわち}, \text{CORRI} > \text{TCR}$$

がマッチの判定条件として挙げられる。

この式において、TCR の値を大きくすると分離度が向上し、Normal と VPB の波形がかなり類似する場合にも分離できるが、Normal に対し、いくつ

次にテンプレートとの相間を判定する他の要素であるノルムの差の割合 DNORM について説明する。

前記の式 (1) または (2) により入力波形とテンプレートとの波形の相間の判定を行おうすると、第 28 図に示すように見かけ上明らかに異なる QRS 波形とテンプレートとがマッチしてしまうことがある。

これは、波形の振幅方向（高さ方向）に拡大縮小関係にある場合には、式 (1) または (2) によっては分離できないからである。すなわち、 $\overline{F}=a \cdot \overline{T_i}$  (ただし  $a$  はスカラ量であり、 $a>0$ ) の場合には式 (2) により  $\text{CORRI} = 1$  となるから分離できない。

そこでこのようなパターンの分離を確實に行うためにノルムの大きさの比較を行う必要がある。ノルムの差の割合 DNORM は次のように定義される。

$$\text{DNORM} = \text{ABS}(\overline{|F|} - \overline{|T_i|}) / \overline{|T_i|}$$

この式からわかるように、ノルムの差の割合

DHORN は、入力波形 F のベクトルの絶対値とテンプレート T のベクトルの絶対値の差の絶対値を、テンプレート T のベクトルの絶対値で割ることにより求められる。この式により求められる DHORN の値が小さいほど入力波形とテンプレートの相間がある。したがって、マッチ判定の条件としては、式

$$DHORN < TH$$

が挙げられる。すなわち、DHORN が閾値 TH より小さい場合に相間があるとするのである。

このようなノルムの差の閾値 CORRI を用いた判定を、前記の分担度 CORRI を用いた判定に加え、いずれによっても相間があると判定された場合に相間があると判断することがパターンの分担のために好ましい。

このように分担度 CORRI およびノルムの差の閾値 DHORN の両方を用いて相間を判定する場合の式を 1 つにまとめる次の式で表せる。

$$CORRI = \frac{\vec{F}_1 \cdot \vec{F}_2}{|\vec{F}_1| |\vec{F}_2|} \cdot \left( 1 - \frac{|AB(C\vec{F}_1 - \vec{F}_2)|}{|\vec{F}_1|} \right)$$

によりを行い、ステップ 4045において計測された心電波形と検出された R 頂点の指示を重複させてディスプレイユニット 205 に表示させる。

次にステップ 4055において、検査者がディスプレイユニット 205 に表示された心電波形および R 頂点の表示を見て、R 頂点の判定が正しく行われているか否かを認認し、誤判定があればこれを修正する。ステップ 4065では検査者によって修正された R 頂点により、QRS 間隔設定部 25において閾値 TQRS を修正し、QRS 間隔記憶部 13 に記憶させる。

次にステップ 4075において、検査者がディスプレイユニット 205 に表示された心電波形について正常または異常の判定を行い、操作入力部 23 から入力する。ステップ 4085においては、判定された各波形からテンプレートをテンプレート設定部 236 において作成し、テンプレート記憶部 15a にすでに記憶されているテンプレートに加えて記憶する。また、判定された各波形からテンプレートマッチングにおいてマッチングを判定する相間係

この式では本実験の相間係数 CORRI にノルム一致率を乗じていている。

また、テンプレートの漏れ率が増加の原因としてドリフト（基線変動）がある。すなわち、同じ形の QRS 波形であっても、ドリフト量に応じて複数のテンプレートが生成される。これを防ぐためには、ゼロレベルをテンプレート領域の最小値に合わせればよい。

第 11 図に戻って、ステップ 4015 では以上説明したようなテンプレートの一一般的なもの、尚且 TCR , TH, TQRS をリアルタイムアナライザ 1 の RAM 107 に初期設定する。閾値 TCR は例えば 0.80 ~ 0.85 に、また、閾値 TH は例えば 0.1 ~ 0.3 に設定すればよい。

次にステップ 4025において被検者の心電波形を所定の時間例えば 1 ~ 3 分程度ましくは 5 分位、指定する。

次に特徴量による解析の動作の場合と同様に、ステップ 4035において、R 頂点の検出を閾値 TQRS

の閾値 TCR , TH を相間係数設定部 23b において修正し、相間係数記憶部 15b に記憶させる。

その後、第 9 図のステップ 5000 ~ 10000 が、前記の特徴量の場合と同様に行われる。

すなわち、検査者の判定に基づいて被検者の個人的な特徴を学習し、長時間計測における実時間解析においては、被検者の個人的な特徴に基づいて修正された閾値 TQRS により QRS 部分を検出するとともに、被検者の個人的な特徴に基づいて作成されたテンプレートを用い、修正された閾値 TCR , TH によりテンプレートマッチングを行う。

したがって、本実験例においても、24 時間の長時間心電記録を行っている時に実時間で心電波形を解析し、その結果を出力するから、長時間計測後の診断が容易である。すなわち、計測後に記録された磁気テープをすべて再生してこれを検査者が判定する必要がなく、実時間解析の結果異常と判定された波形のみが記憶されているので、これのみを検査者が認認して判定を行えばよい。

しかも、長時間計測を行う前に被検者の心電波形を所定の量、計測して検査者が判定し、被検者の個人的な心電波形の特徴を学習し、これにより、リアルタイムアナライザに記憶されるテンプレートを作成するとともに相関係数の閾値を修正し、修正されたテンプレートおよび閾値を用いて長時間計測を行うから、長時間計測において、被検者の個人的特徴に基づく誤判定が少なくなる。したがって、異常波形の見逃しや正常波形を異常として記憶することが少なくなり、実時間解析の結果の信頼性が向上する。

なお、上記実施例においては、ステップ4015においてテンプレート、閾値TQRSおよび2つの相関係数の閾値TCR、THとして一般的なものを見定し、ステップ4025において所定時間の計測を行い、ステップ4035においてQRSの検出を行った後、ステップ4045においてその結果をディスプレイユニット205に表示し、ステップ4055において検査者が判定した後、テンプレートの作成および閾値TCR、TH、TQRSの修正を行っているが、テン

なお、以上の実施例では心電誘導が1チャンネルの場合について説明したが、誘導数が2ch、3ch…と増加した場合にも同様な考え方により実施することができる。ch数が増加した場合には、各chごとに前記実施例において行った方法を用いて、QRS特徴量の信頼度評定による選択を行えばよい。

なお、本発明は長時間生体信号を計測、収集し、解析する場合に適用可能であり、心電図に限らず、血圧波形、脳波形等にも適用可能である。

プレートおよび閾値TCR、TH、TQRSをあらかじめ設定せずに所定時間の計測を行って波形をディスプレイユニット205に表示し、検査者が判定した結果に基づいて初めてテンプレートおよび閾値TCR、TH、TQRSを設定するようにしてもよい。

また、閾値TCR、TH、TQRSについては、あらかじめ設定した値を検査者の判定により修正し、テンプレートについては検査者の判定後の波形により新たに作成するようにしてもよい。

さらに、長時間にわたる心電計測においては通常のQRS波の波形も時間とともに変化するので、これに応じてテンプレートの更新を行うことが望ましい。

テンプレートの更新は、例えば次の式により行う。

$$\bar{T}_{\text{fo}} = (1 - UR) \bar{T}_{\text{fo}} + UR \bar{F}$$

ただし、 $\bar{T}_{\text{fo}}$ は更新後の新しいテンプレート、 $\bar{T}_{\text{fo}}$ は更新前の古いテンプレート、URは更新の割合(更新率)である。更新率は例えば0.1位に設定すればよい。

#### V. 発明の具体的効果

本発明によれば、長時間生体信号計測を行う前に被検者の生体信号を所定の量、計測し、これを検査者が検査、判定することによって、被検者の個人的な生体信号の特徴を学習し、これにより、長時間計測の判定基準を設定してから長時間計測を行うから、長時間計測において、被検者の個人的特徴に基づく誤判定が少なくなる。したがって、異常信号の見逃しや正常信号を異常として記憶することが少なくなり、実時間解析の結果の信頼性が向上する。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の構成を示す機能的なブロック図。

第2図(a)(b)は本発明を心電計測装置に適用した一定指標の機能的ブロック図。

第3図(a)(b)は本発明を心電計測装置に適用した他の実施例の機能的ブロック図。

第4図は第2図の実装の構成を示す図。

第5図は第2図の実装により長時間心電計測を

行う状態を示す図。

第6図は第2図の装置により長時間心電計測を行う前の状況時の状態を示す図。

第7図は第2図のリアルタイムアナライザのハード構成を示すブロック図。

第8図は第2図のレポートジェネレータのハード構成を示すブロック図。

第9図は第2図および第3図の装置の動作を示すフローチャート。

第10図は第2図の装置の字書プロセスの動作を示すフローチャート。

第11図は第3図の装置の字書プロセスの動作を示すフローチャート。

第12図は第2図の装置において、ディスプレイユニットに表示される解析結果の例を示す図。

第13図(a)は心電波形の一例を示す図。

第13図(b)は第13図(a)の波形を部分した信号を示す図。

第13図(c)は第13図(b)の信号の対応の信号を示す図。

第26図はテンプレートマッチングの例を示す図。

第28図はテンプレートマッチングにおける拡大縮小関係を示す図である。

#### 主な部分の符号の説明

- 1 . . . リアルタイムアナライザ
- 2 . . . レポートジェネレータ
- 11 . . . 心電信号入力部
- 12 . . . QRS 検出部
- 13 . . . QRS 固定記憶部
- 14 . . . 波形特定部
- 15 . . . 特徴量固価記憶部
- 15a . . . テンプレート記憶部
- 15b . . . 相関係記憶部
- 16 . . . 解析結果記憶部
- 22 . . . 表示部
- 23 . . . 操作入力部
- 24 . . . 信号処理部
- 25 . . . QRS 固定設定部
- 28 . . . 特徴量計測部

第14図はQRS部の面積を示す図。

第15図はQRS部の振幅を示す図。

第16図、第17図、第18図、第19図は、第2図の装置において、ディスプレイユニットに表示される解析結果の例をそれぞれ示す図。

第20図(a)(b)(c)はAQRS、SQRS、TQRSのヒストограмの例をそれぞれ示す図。

第21図は特徴量の信頼度が4の場合のヒストグラムの例を示す図。

第22図は特徴量の信頼度が3の場合のヒストグラムの例を示す図。

第23図は特徴量の信頼度が2の場合のヒストグラムの例を示す図。

第24図は特徴量の信頼度が1の場合のヒストグラムの例を示す図。

第25図は特徴量の信頼度が0の場合のヒストグラムの例を示す図。

第26図は特徴量の閾値を示す図。

第27図(a)(b)(c)(d)(e)は第2図の装置による長時間心電計測の結果の記録の例を示す図。

27 . . . 特徴量ヒストグラム作成部

28 . . . 特徴量選択部

29 . . . 特徴量閾値設定部

29a . . . テンプレート設定部

29b . . . 相関係記憶部

101 . . . 心電用電極

105 . . . CPU

108 . . . ROM

107 . . . RAM

204 . . . マイクロコンピュータユニット

205 . . . ディスプレイユニット

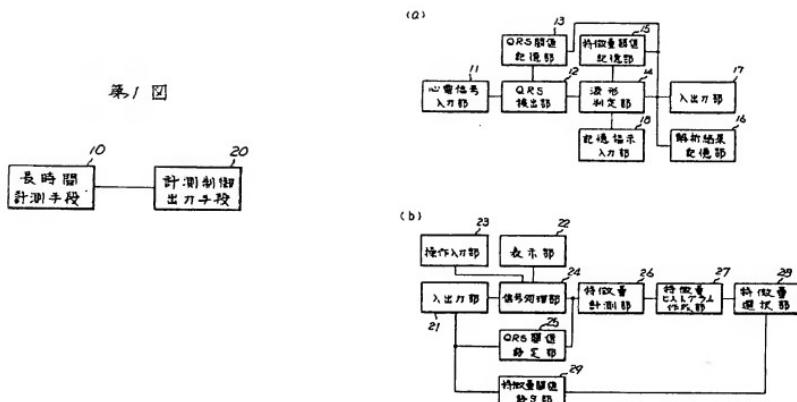
208 . . . キーボードユニット

207 . . . プリンタ

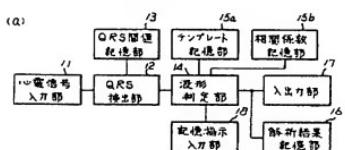
特許出願人 テルモ株式会社

代理人 吉取孝雄

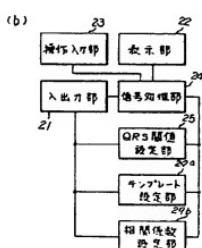
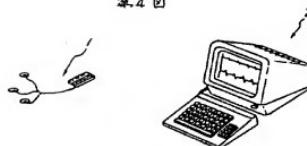
第 2 図



第 3 図



第 4 図



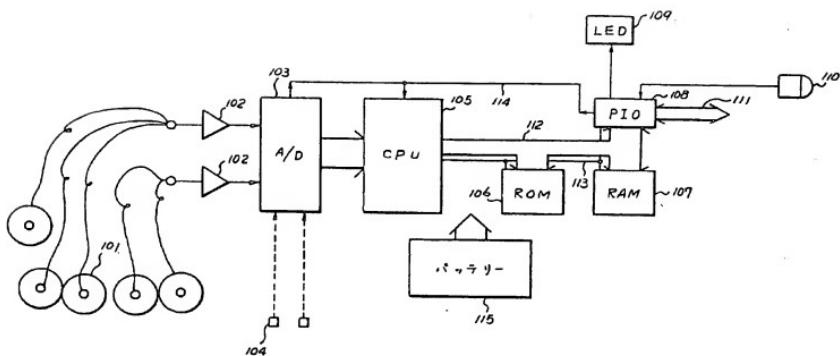
第 5 図



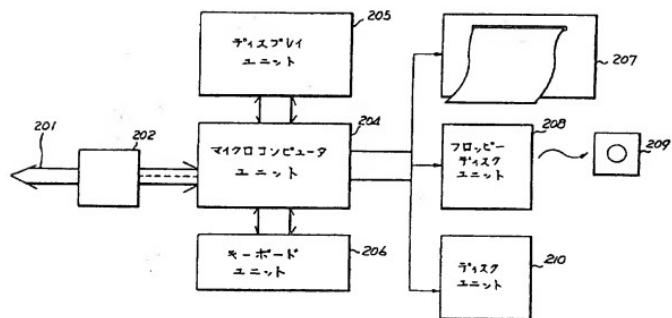
第 6 図



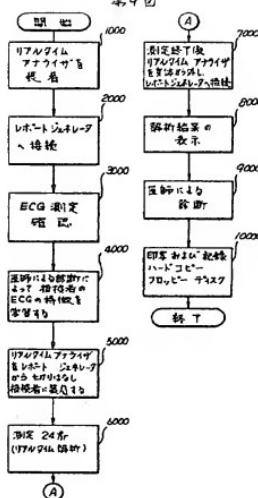
第7図



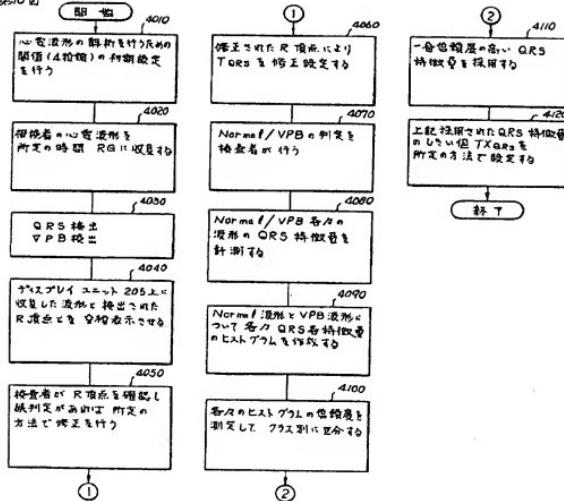
第8図

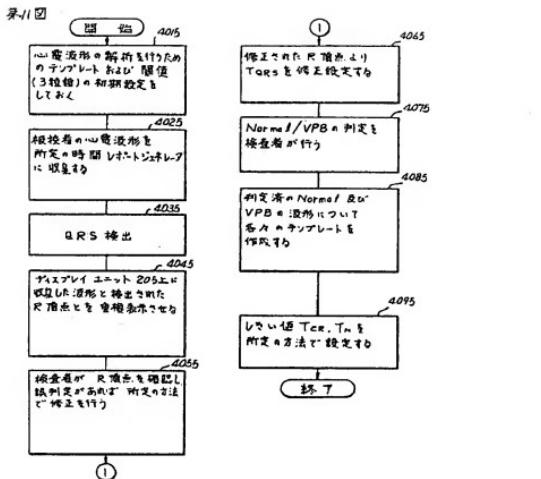


第9回

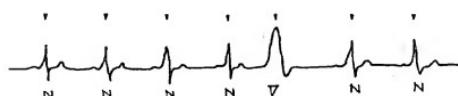


第10回

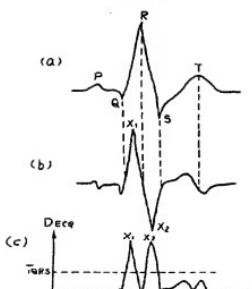




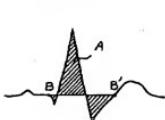
第12図



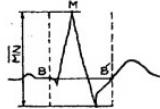
第13図



第14図



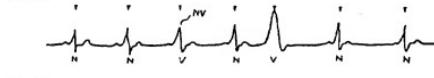
第15図



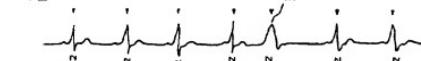
示.17図



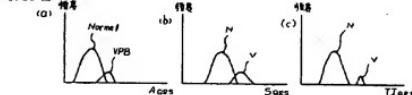
示.18図



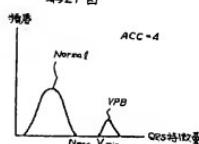
示.19図



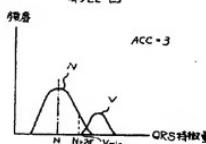
示.20図



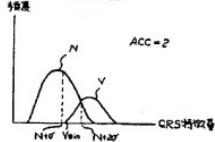
示.21図



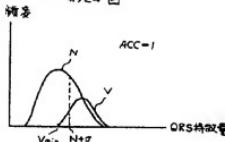
示.22図



示.23図



示.24図



示.25図

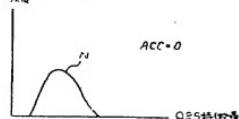


図 26 図

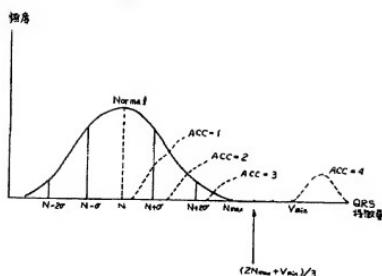


図 27 図

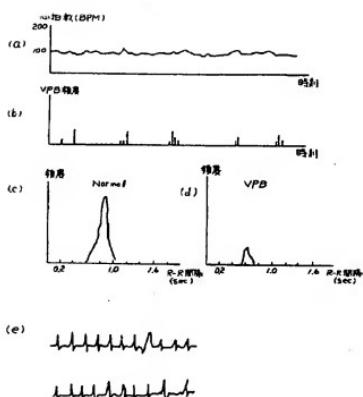


図 28 図

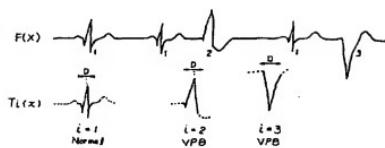


図 29 図

